

Aus der Poliklinik der Zahnerhaltungskunde der
Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. Dr. W. Ketterl

**VERGLEICH ÜBER DIE HAFTINTENSITÄT
VON PHOSPHATZEMENT UND ADDENT XV
AM DENTIN**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Tilo Kuchendorf
aus Neisse/Schles.

Mainz 1971

1972

Aus der Poliklinik der Zahnerhaltungskunde der
Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz
Direktor: Professor Dr. Dr. W. K e t t e r l

VERGLEICH ÜBER DIE HAFTINTENSITÄT VON PHOSPHAT-
ZEMENT UND ADDENT XV AM DENTIN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Tilo Kuchendorf
aus Neisse/Schles.

Mainz 1971



Dekan : Professor Dr. A. Mayet

Referent : Professor Dr. Dr. W. Ketterl

Tag der mündlichen Prüfung: 14. 7. 1972

INHALTSVERZEICHNIS

	SEITE
1. Vorwort	7
2. Entstehung und Entwicklung des deutschen Rechts	9
3. Rechtsverordnungen	10
4. Gesetzgebungsarten	11
5. Begriffe	17
6. <u>Meinen Eltern gewidmet</u>	20
7. Literaturverzeichnis	21
8. Literaturverzeichnis	22

INHALTSÜBERSICHT

	Seite
1. Einleitung	1
2. Problemstellung und vorausgegangene Arbeiten anderer Autoren	6
3. Versuchsanordnung	13
4. Methoden der statistischen Auswertung	20
5. Ergebnisse	21
6. Diskussion	28
7. Zusammenfassung	31
8. Literaturverzeichnis	32

Digitized by the Internet Archive
in 2026

I. EINLEITUNG :

In der Zahnheilkunde gehören die Zemente zu den wichtigsten und ältesten therapeutischen Mitteln.

Aus dem Jahre 1832 stammt ein Rezept von OSTERMANN (28) zur Herstellung eines Zahnzementes. Zu diesem Zweck mischte er unter Wasserzugabe 13 Teile Kalkstaub mit 12 Teilen wasserfreier Phosphorsäure.

1855 verarbeitete der französische Chemiker SORELL (28) Zinkoxydchlorid anstelle des Kalkstaubs, und PEIRCE (28) verwendete 1869 dann Phosphorsäure und pulverisiertem Zinkoxyd. Mit dieser Mischung war der Vorläufer unserer heutigen Zinkoxydphosphatzemente, kurz Phosphatzement genannt, entstanden und gleichzeitig auch der Weg zur Entwicklung der zahnärztlichen Silikatzemente offen.

Die Phosphatzemente zeigen keine Transparenz, wirken daher im Munde stumpf und unbelebt, zeichnen sich dort durch unzureichende Härte und Kantenfestigkeit aus und unterliegen in der Mundhöhle einer langsamen Zersetzung. Aus diesen Gründen haben sie sich als endgültige Füllung nicht bewährt.

Eine relativ gute Verträglichkeit der Pulpa gegenüber, zufriedenstellende Ergebnisse in der Prothetik bei der Fixierung von Kronen und Brückenersatz, in der konservierenden Zahnheilkunde bei gegossenen Füllungen, als Unterfüllung zum Schutz der Pulpa allgemein, sowie als provisorische Füllung über einen längeren Zeitraum zeigen jedoch ihr breites Indikationsspektrum, das heute durch moderne Materialien immer mehr eingeengt wird.

Die heutigen Phosphatzemente setzen sich aus einem Pulvergemisch und Flüssigkeit zusammen. Das Pulvergemisch unterteilt FALCK'WEICKART (8) nach einer Anzahl von Analysen des National Bureau of Standard in USA in verschiedene Typen. (entnommen einer Zahlentafel von SKINNER (38).

1. Reines Zinkoxydpulver mit Ausnahme des Farbstoffes
2. Zinkoxyd-Magnesiumoxyd Zemente im Verhältnis
ZnO zu MgO wie 10 zu 1
3. Die restlichen Pulver enthalten als Hauptbestandteil
Zinkoxyd, daneben Silikate, Wismut - Trioxyd und Magnesium-
oxyd.
4. Ein Silikatoxyd- Zinkoxydgemisch

Bei der Flüssigkeit gab SKINNER (38) als Hauptbestandteile Orthophosphorsäure sowie Zink - und Aluminiumkomponenten als wesentliche Unterschiede an.

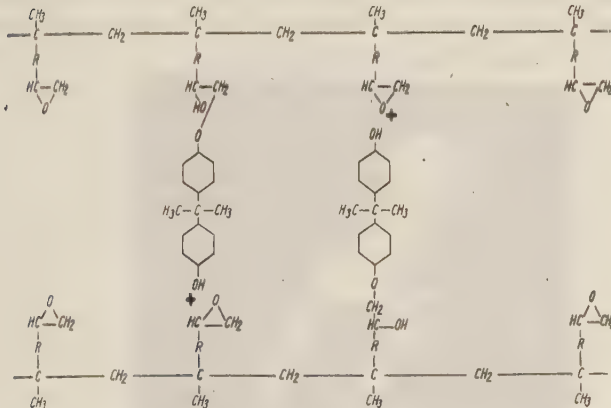
Hinsichtlich des ungünstigen kosmetischen Effektes der Phosphatzemente zeigten sich die Silikatzemente durch ihre Transparenz, ihre große Farbskala und damit ihr zahnähnlicheres Aussehen bei der Füllungstherapie überlegen und wurden das Füllmaterial an sichtbaren Stellen des Gebisses.

Als Nachteile traten Volumenschwankungen, geringe Härte und Kantenfestigkeit, Verfärbung bei Alterung und ganz besonders Pulpenschädlichkeit bei nicht lege artis gelegten Füllungen ohne Phosphatzement als Pulpenschutz auf. Diese hoffte man bei neuen Füllungsmaterialien auf dem Gebiet der Autoplaste oder Selbstpolymerisate abzustellen, deren Entwicklung in letzter Zeit von der Industrie schnell vorangetrieben worden ist und die heute in größerer Zahl angeboten werden.

Im Vergleich mit dem Phosphatzement der Firma Bayer (schnell-
härtend) stellvertretend für alle Zemente, soll hier das
Autopolymerisat A d d e n t XV der 3 M Company (USA) auf
seine Haftintensität am Dentin untersucht werden.

Da Addent XV nach GODT (11) in seiner chemischen Zusammen-
setzung im wesentlichen den beiden bekannten Addentprodukten
12 und 35 gleicht, und sich nur in seiner Verarbeitungsweise
unterscheidet, soll hier deren chemische Struktur erläutert
werden.

Bei Addent XV wurde eine Abkehr vom reinen Methakrylsäuremethylester des letzten Jahrzehnts vorgenommen. Der reine Kunststoffanteil des Addent besteht aus einem Reaktionsprodukt zwischen Diphenylolpropan und Glyzidymethakrylat (GODT,11), der Katalysator ist ein Benzoyl- Peroxyd. Nach BREUSTEDT und TAPPE (3) sind die Ketten des Glyzidymethakrylates mit Bisphenol A quervernetzt. Der Grundbestandteil aus Epoxid und Akrylat erhält durch Vermischung mit monomerem Methakralsäuremethylester die für die Verarbeitung erforderliche Konsistenz (DOCKING,6), die in etwa der von verarbeitungsgerechtem Silikatzement entspricht.



Reaktionsprodukt von Glyzidymethakrylat und Bisphenol A

Abb. 1 : Hauptbestandteil des organischen Bindemittels
von 3 M Addent.

Die anorganischen Bestandteile des Addent XV (70 Gew.-%) (altes Addent : nach DOCKING (6) Glaskügelchen (Spodumen oder β - Zirkrypit)) bestehen nun nach GODT (11) aus feingemahlenem Borosilikat.

Mit den verbleibenden 30 Gew. - % organischer Kunststoffgrundsubstanz ist das Material noch gut verarbeitungsfähig. Der relativ geringe Anteil an organischer Substanz soll nicht nur die Nachteile hinsichtlich Schrumpfung beim Erhärten und bei thermischer Expansion vermindern, sondern auch die Farbbeständigkeit verbessern.

Der wesentliche Unterschied des Addent XV liegt nun in der Art der Anwendung. Wurde bei dem alten Addent die Füllmasse und ein Katalysator als Starter in der bisher üblichen Weise angerührt oder angespatelt, so vereinigt Addent XV nun in einer Anmischkapsel (Abb. 2) beide Kunststoffkomponenten.



Abb. 2 : Querschnitt durch eine Addent XV Kapsel.
(aus dem Prospekt der Firma)

Durch eine Folie getrennt enthält die Kapsel auf der einen Seite den reinen Kunststoffanteil in dickflüssiger Form und auf der anderen Seite die anorganischen Glaszusätze, vermengt mit dem Katalysator.

Durch Hineindrücken des zylindrischen Kolbens in die Kapsel, wird die Trennfolie eingerissen und beide Anteile auf diese Weise vereinigt. Mit Hilfe eines Anmischgerätes (Silamat o.ä.) wird eine gute Durchmischung erzielt, die Kapsel dann in ein Applikationsgerät von Addent eingelegt, der Verschluß aus der Düse der Kapsel entfernt und mit Hilfe eines Kolbendruckes der Kunststoff direkt in die Kavität eingeführt.

Das Indikationsgebiet wird vom Hersteller für alle Kavitätentypen der Klassifizierung nach BLACK angegeben.

II. PROBLEMSTELLUNG UND VORAUSGEGANGENE ARBEITEN ANDERER AUTOREN :

Bei jeder Prüfung von zahnärztlichen Zementen und Füllungsmaterialien steht der Untersuchende vor dem Problem, wie er den besonderen Gegebenheiten des Mundmilieus und Körperorganismus gerecht werden soll, da nur sie letzten Endes eine zutreffende und gerechte Beurteilung ermöglichen.

Der übliche Weg besteht im Zergliedern des Gesamtversuchskomplexes in Laborversuchen mit Anlehnung an das Mundmilieu (Feuchtigkeit, Naßlagerung, Wärme etc.) und abschließende klinische Tests im Munde, die nach HESS (17) erst eine endgültige Aussage zulassen.

Die Laborversuche gehören nach KNAPPWOST (22) zu den schwierigsten Aufgaben. Die Notwendigkeit, bei jedem Versuch gleiche Bedingungen zu schaffen, scheitert schon an der Beschaffenheit des Dentins. Man denke nur an die Dentinoberfläche mit ihrer Variabilität in Bezug auf die Dichte der Dentinkanälchen und ihrer unregelmäßigen Lage zur Oberfläche. Hinzu kommen außerdem noch Unregelmäßigkeiten der Dentinstruktur, die durch Interglobulardentin, Tomes'sche Körnerschicht und Owen'sche Linien verursacht werden.

Gewisse Hilfe bringt hier nur die Massenprüfung, die durch grosse Versuchsanzahl die Fehlerquellen verkleinern hilft und die, schon von RAWITZER (31) und WEIKART (42) empfohlen, in dieser Arbeit durchgeführt wird.

Ob die Haftfestigkeit der untersuchten Stoffe auf dem Dentin, hier "Hartintensität" genannt, nicht nur weitgehend auf mechanischer Verankerung beruht und inwieweit chemische und physikalische Faktoren eine Rolle spielen, ist außerdem schwierig zu beurteilen. Gänzlich abzulehnen sind diese letzten Punkte jedenfalls nicht, zumal wie später erwähnt werden wird, auf dem Gebiet der Kunststoffe chemische Bindungen an das Dentin entdeckt worden sein sollen.

Nach LOCKOWANDT und STÜBEN (23) und KETTERL und KIERSE (21) entsteht die Haftintensität hauptsächlich durch mechanische Verankerung bzw. Verzahnung des Stoffes auf seiner Unterlage.

Auch SPANNER (39), WEICKART (43) und FALCK (8) vertreten diese Auffassung, indem sie deutlich zwischen "Haftintensität" und "Adhäsion" trennen. Unter Adhäsion verstehen sie oberflächenaktive Kräfte, die zwischen den Molekülen zweier verschiedener Stoffe wirken und einer Trennung Widerstand leisten.

DRUM (7), HATTEMER und KÜBEL (15) legen den Schwerpunkt auf die Adhäsion.

Eine dritte Möglichkeit gibt IDOLSKI (19) an, der als Ursache der Haftung des Phosphatzementes am Dentin chemische Kittwirkung annimmt, die durch Umwandlung des Dentins zu einem chemischen Zwischenkörper durch Phosphorsäure entsteht. Auch nach SCHOENBECK (35) beruht auf diesem Zwischenkörper die Haftintensität des Phosphatzementes.

Für die Verwendung des Kunststoffes als plastisches Füllungs-material ist die Haftintensität insofern stark von Bedeutung, als von ihr und der Schrumpfung wesentlich das Zustandekommen von Spaltbildungen zwischen Füllung und Kavitätenwand und damit auch der Halt der Füllung abhängt. (SPRETER von KREUDENSTEIN, 40). Die Schrumpfung, deren Zug der Haftintensität entgegengesetzt gerichtet ist, wirkt sich beim Kunststoff so aus, dass die noch plastische Masse sich dort von der Wandung zurückzieht, wo der Schrumpfungszug die Kraft der Haftintensität übertrifft. In diesem Falle kann es an den Kavitätenrändern zur Ablösung des Füllmaterials kommen. Dieses Ausmaß pflegt sich jedoch nur dann einzustellen, wenn die Haftintensität des Kunststoffes durch Feuchtigkeit verringert oder gar aufgehoben wird. (SPRETER von KREUDENSTEIN, 40)

Nach demselben Autor, der Modellversuche an muldenförmigen Kavitäten im Dentin unternahm, bedarf es hoher Zugkräfte, um fertig polymerisierte Kunststofffüllungen aus ihrem Lager zu heben. Die erforderlichen Kräfte liegen nach seinen Aussagen um ein vielfaches höher als bei den Phosphatzementfüllungen derselben Kavität.

Genauere experimentelle Untersuchungen über die Haftintensität an Dentinflächen unternahmen STÜBEN und LOCKOWANDT (23) im Jahre 1952, die die Kunststoffe Hesacryl, Dentafile, Rapid - Palapont und Swedon mit Silikat- und Phosphatzement (Harvard) verglichen. Sie erzielten auf mit Chloroform gereinigten trockenen Dentinflächen für Phosphatzement $6,8 \pm 1,8$ kg pro cm^2 und wesentlich höhere Werte für die Kunststoffe, die sich von $33,9$ kg/ cm^2 für Hesacryl bis $57,8$ kg/ cm^2 für Swedon erstreckten.

Nach ihren Aussagen scheint die Beeinflussung der Haftintensität der schnell härtenden Kunststoffe durch Feuchtigkeit ganz erheblich zu sein. Für das Palavit geben sie ein Nachlassen der Haftung von 65 % an, wenn die Kunststoffproben eine Stunde in 33° warmen Aqua destillata gelagert wird. Sie halten dennoch die Kunststoffpräparate zur Verwendung als Füllungsmaterial wesentlich besser geeignet als Phosphat- und Silikatzement.

Auch CASTAGNOLA (5), der Füllungen aus schnell härtendem Kunststoff auf Randdurchlässigkeit für Farblösung überprüfte und sie auch mit Phosphat- und Silikatzement verglich, neigt zu dieser Ansicht. Im Übrigen weist er auf die für Kunststoffe besonders notwendige Kompression beim Legen der Füllung hin, zudem auf die Verwendung des Kofferdams zum Anhalten jeglicher Feuchtigkeit während Legen und Abbinden, andernfalls man die gesamte Füllung wie einen Inlayabdruck aus der Kavität herausheben kann.

MAEGLIN (24) jedoch erhebt starke Bedenken gegen die Verwendung von Autopolymerisaten hauptsächlich wegen des Auftretens

des Randspaltes, also fehlender Haftung an der Kavitätenwand und seiner möglichen Folgen. Er weist außerdem darauf hin, dass nach Feststellung des American Bureau of Standard die schnellhärtenden Kunststoffe gegenüber der Zahnhartsubstanz keine Adhäsion besitzen.

SPRETER von KREUDENSTEIN (41) dagegen hält nach seiner klinischen Erfahrung, die in einer Nachuntersuchung alter gelegter Palavitfüllungen veröffentlicht wurde, die Kunststofffüllungen für Kavitäten aller Art im Bereich der Frontzähne geeignet, ausgenommen sehr kleine Kavitäten. Er erkennt die Nachteile hinsichtlich der Spaltbildung zwar an, möchte jedoch die Vorteile in Bezug auf die hohe Abrasions- und Kantenfestigkeit nicht missen.

NELSON, WOLCOTT und PFAFFENBARGER (25) haben als erste die Randspaltbildung als Folge der Volumenschwankungen bei Temperaturänderungen untersucht, die noch bis heute das größte Problem der Autopolymerisate geblieben ist. In dem Wechselspiel zwischen Kontraktion und Expansion werden in der Kapillarspalte zwischen Füllung und Kavitätenwand Flüssigkeit und damit auch Mikroorganismen eingesogen und tröpfchenweise wieder ausgepresst. SPRETER und KREUDENSTEIN nennt dieses Phänomen den sogenannten "Pumpeffekt".

Durch die Verwendung von anorganischen Füllstoffen versuchte man nun den Volumenschwund bei der Polymerisation, die Volumenveränderungen bei Temperaturschwankungen und die dadurch fehlende Haftung an der Kavitätenwand, auf der die Randspaltbildung basiert, geringer zu halten, um damit den Sitz der gesamten Füllung zu verbessern.

POTHMANN (29), der eines der neueren Füllmaterialien Mer Don, dessen anorganischer Füllstoff (25 Gew.%) aus Spezialglasfasern nach GRÖTSCH (14) 60 gefachten Spinnfäden sogenannten Rovings

besteht, klinischen Tests unterzog, sah das Problem des Randspaltes immer noch nicht gelöst, zumal bei einigen Füllungen trotz genügender Retention starke Lockerungen auftraten, die zur Erneuerung zwangen.

Nach BUONOCORE (4) ist die Volumenkontraktion bei der Verfestigung des Füllungsmaterials abhängig von der Zahl der Doppelbindungen, die bei der Polymerisation reagieren. Durch Kombination von Epoxid und Akrylatgruppen im Grundmolekül ist es möglich, die Zahl der reagierenden Doppelbindungen je Gewichtseinheit und damit das Ausmaß der Volumenminderung bei der Polymerisation gegenüber den Füllungsmaterialien aus reinen Methakrylsäuremethylestern um ein Vielfaches zu verringern.

Dieser Weg wurde bei A d d e n t beschritten.

Die anorganischen Bestandteile, die ja die Volumenveränderungen des Kunststoffes denen der Zahnschubstanz angleichen sollen und in der Einleitung schon besprochen worden sind, betragen hier schon 70 Gewichtsprozent im Gegensatz zu dem vorher erwähnten Mer Don 7 (25 Gew. %). Trotz der damit verbesserten Angleichung des thermischen Ausdehnungskoeffizienten an den der Zahnhartsubstanz fanden sowohl GOING u. SAWINSKI (13) als auch RIEDEL, VAHL und HAHNE (32) bei dem alten Addent noch einen gewissen Randspalt, also nicht ausreichende Haftung an der Kavität wand.

POTHMANN (30) mußte bei der klinischen Erprobung auch wiederholt beobachten, dass dieses Füllungsmaterial nicht fest in der Kavität haftet. Die Ursache sah er wie vorher auch die anderen Autoren bei den älteren Materialien in geringen Feuchtigkeitsmengen, die vom Zahnfleischrand eindiffundierten und das Ergebnis stark beeinträchtigten. Erst konsequentes Arbeiten mit Spannungsgummi schuf hier Abhilfe.

Speziell für das A d d e n t wird die Eigenschaft der Haftintensität im Experiment in der Literatur nur wenig berücksichtigt und dann auch sehr unterschiedlich angegeben.

Nach Angaben von GODT (12) spricht SCHRÖDER von einer Klebekraft des Addent. Im Gegensatz dazu geben PETERSON, PHILLIPS und SWARTZ (27) nur den geringen Wert von $4,4 \text{ kg/cm}^2$ an.

GODT (12) kam hier auf wesentlich bessere Werte, die sich von $24,7 \text{ kg/cm}^2$ für Addent 12 bis $27,2 \text{ kg/cm}^2$ für Addent 35 erstreckten. Bei Benetzung des Dentins mit Wasser sank der Wert jedoch auf 8 kg/cm^2 . Die Versuchskörper wurden jeweils schon nach 75 Minuten abgerissen. Eine Naßlagerung erfolgte nicht.

In der Literatur werden jedoch zu dieser Naßlagerung eindeutige Aussagen bezüglich der Auswirkung auf die Autopolymerisate gemacht.

HEGERL (16) berichtete über einen starken Abfall der Werte des F 88, eines füllstoffhaltigen Autopolymerisaten auf Methakrylsäurebasis. Zu derselben Aussage kamen GATZKA (10) und SCHWINDLING (37), die ebenfalls Kunststoffklebstoffe auf ihre Feuchtigkeitsempfindlichkeit untersuchten. SCHWICKERATH (36) bewahrte die Proben in Leitungswasser auf. Die Haftung ließ sehr schnell nach und war nach einiger Zeit (ca 1 Monat) nahezu Null. WERTHER (44), BARTRAM und FISCHER (1) kamen für Polymethakrylsäuremethylester zu ähnlichen Ergebnissen.

Nur WERNER (45), der unter anderem füllstoffhaltige Autopolymerisate wie Grip - Zement, Palafern und Resin Zement untersuchte, stellte nach 10 Tagen Naßlagerung eine Verbesserung der Werte fest. Dieses erstaunliche Ergebnis führte er auf die nur kleine, dem wässrigen Milieu ausgesetzte Oberfläche zurück (kleiner Spalt), wodurch auch die Wasserabsorption, Quellen des Kunststoffteils und die dadurch bedingte Schädigung der Haftfestigkeit gering gewesen sei.

Neue Aspekte hinsichtlich der Feuchtigkeitsempfindlichkeit läßt jetzt ein von MASUHARA (Tokio) entdeckter borhaltiger Katalysatorzusatz (Trialkylboran) erkennen, der selbst auf feuchtem Dentin eine Verklebung im Sinne einer Pfropfpolymerisation von Methylmethakrylaten zum Dentinkollagen erreichen soll. Dieses Katalysatorsystem wird heute als Polymethakrylat F 68 (füllstoffhaltig) auf den Markt gebracht. (C-H FISCHER und Mitarbeiter (9)). Nach D. SANJO und Knolle (34) ist das Glas aufgrund einer entsprechenden Vorbehandlung mit der Matrix chemisch verknüpft, ergibt also eine Verbesserung der physikalischen Eigenschaften. Im klinischen Test bescheinigten diese Autoren dem F 68 bessere Haftwerte am nassen Dentin und nahmen eine chemische Bindung im Sinne einer Pfropfreaktion des Kunststoffes auf Kollagen des Dentins an.

Ebenfalls einen Fortschritt stellen Versuche dar, die komplexbildenden Eigenschaften der Äthylendiamintetraessigsäure gegenüber Kalzium durch Einführung einer Akrylatgruppe zum Verschließen des so oft genannten Randspaltes zu nutzen. (BOWEN, 2). Das Reaktionsprodukt des Glyzidylmethakrylates mit N - Phenylglyzin als Beispiel, bildet mit Kalzium einen Chelatkomplex, der gut geeignet ist, die Zahnhartsubstanz mit dem Füllungsmaterial chemisch zu verbinden. Schwierigkeiten machen noch Feuchtigkeit durch Speichel und Scherkräfte aufgrund der verschiedenen Ausdehnungskoeffizienten.

Eine dichte feuchtigkeitsbeständige Verbindung zwischen Kavitätinnenwand und Füllmaterial konnten jedoch PATRICK, KAPLAN, BEAVER (26) erreichen, indem sie die Kavitätinnenwand zuerst mit einem Silan (8 - Aminopropyltriäthoxysilan) als Haftmittel und dann mit einem Kunststoff (Mischpolymerisat aus Akrylnitril und Butylakrylat) als elastische Puffer-schicht überzogen, bevor das endgültige Füllmaterial eingebracht wurde. Dies dürfte wohl ein Weg sein, die Randspaltbildung sicher zu vermeiden und damit die Haftung von Kunststofffüllungen im Munde zu steigern. (Nach BREUSTEDT und TAPPE, 3)

III. VERSUCHSANORDNUNG :

Bei der Herstellung der Versuchskörper wurden frisch extrahierte Molaren verwendet, die bis zu ihrer Verwendung in täglich erneuerter physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt wurden. Zur Freilegung einer größeren Dentinfläche wurde die Krone der Molaren unter intensiver Wasserberieselung, um eine Überhitzung der Zahnsubstanz und damit das Auftreten von Sprüngen zu vermeiden, abgetrennt. Die kariesfreien Dentinflächen der Zahnstümpfe wurden danach auf einer rotierenden Glasscheibe mit Siliciumcarbit Pulver Körnung 1000 als Suspension in Wasser plangeschliffen. Es wurde darauf geachtet, dass es nicht zur Eröffnung der Pulpa kam, um möglichst zusätzliche Retentionsräume für die Versuchsmaterialien auszuschließen.

Sowohl bei der Herstellung der Versuchskörper, als auch später beim Applizieren der Füllungsmaterialien wurde eine Messingküvette als Hilfsapparatur verwendet, die aus unserer Abteilung stammt und nach der Idee von HUNECKE hergestellt wurde.

(Abb. 3)

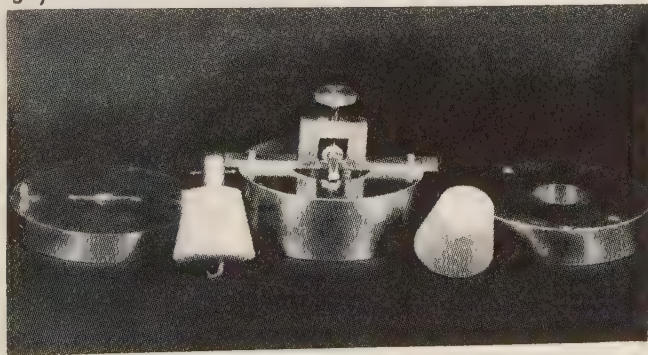


Abb. 3 Messingküvette, Versuchskörper mit sichtbarer Dentinfläche, Versuchskörper mit aufzementiertem Kupferferring.

Die Küvette besteht von links nach rechts aus folgenden Teilen :

1. Oberteil mit Bohrung für einen Kupferring Größe 25
2. Mittelstück, sowohl zur Herstellung des Versuchskörpers als auch zur Aufnahme desselben beim Applizieren des Testmaterials. Der auf dem Foto sichtbare aufgesteckte Teil ist abnehmbar und dient nur zur zentralen Einbringung eines Ösenhakens in die untere Grundfläche des Versuchskörpers.
3. Unterteil um ein Aufstellen der Küvette wegen des aus dem Versuchskörper herausragenden Ösenhakens zu gestatten.

Die folgende Zeichnung zeigt zum besseren Verständnis die zusammengesetzte Küvette versuchsfertig mit Kupferring und Versuchskörper

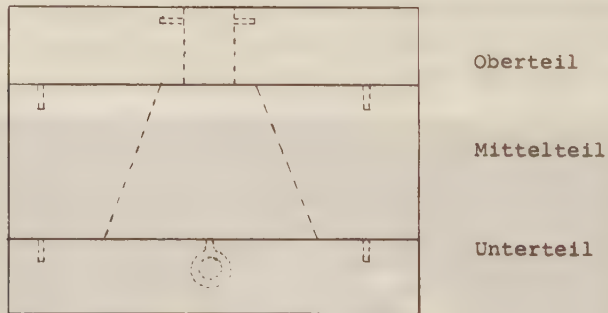


Abb. 4 : Schnitt durch die versuchsfertige Küvette mit Kupferring und Versuchskörper.

Herstellung des Versuchskörpers :

Nach dem Glätten wurden die Zahnstümpfe mit den Dentinflächen auf einer Glasscheibe mit eingeritzten Markierungen zur Zentrierung mit Wachs fixiert. Mit Hilfe des Küvettenmittelstücks wurde nun der blumentopfartige Autopolymerisatprüfkörper hergestellt, der in seiner kleineren Grundfläche das plane Dentin enthält. (Abb. 3)

Gleichzeitig wurde in die andere größere Grundfläche mit Hilfe der aufsetzbaren Apparatur die Ösenschraube, an der der Prüfkörper später im Versuch aufgehängt werden soll, zentral eingelagert. Die Polymerisation geschah unter Wasserabkühlung um die Reaktionswärme aufzufangen. Bis zu Versuchsbeginn wurden die fertigen Versuchskörper in physiologischer Kochsalzlösung bei 37° Celsius gelagert.

Vor Versuchsbeginn wurde die das Dentin enthaltende Grundfläche des Prüfkörpers wiederum auf der rotierenden Glasscheibe mit Siliciumcarbit Pulver in Wassersuspension geglättet, um ein exaktes Schließen der Küvette zu erreichen. Anschließend wurden die bearbeiteten Flächen gründlich mit einem Wasserstrahl gereinigt, das Dentin mit Chloroform dem Arbeitsgang am Patienten entsprechend gesäubert und mit einem Luftbläser getrocknet.

Der rotierenden Glasscheibe wurde gegenüber den von anderen Autoren von Hand verwendeten feinkörnigen Schleifkörpern der Vorzug gegeben, da bei jener Methode doch Unregelmäßigkeiten auftreten können und durch die Glasscheibe bei gleicher Bearbeitungszeit in etwa gleich plane Flächen entstehen.

Als Träger des Zementes und Addent XV wurden Kupferringe Größe 25 verwendet, im oberen Drittel mit einem Stahlstift durchbohrt, um ein späteres Abreißen zu ermöglichen. Die Ringe wurden aus Gründen besserer Haftung mit den Probematerialien innen angeraut, mit Chloroform gesäubert und mit Hilfe der Küvette zentrisch auf die Dentinfläche gebracht, um dort

aufzementiert zu werden. Es wurde darauf geachtet, dass nur Kupferringe zur Verwendung kamen, die ohne Widerstand die Bohrung der Küvette passieren konnten, um hindernde zusätzliche Reibkräfte zu vermeiden.

Das Verarbeiten des Phosphatzementes (schnellhärtend) von Bayer erfolgte nach Angaben des Herstellers auf einer Thermomischplatte bei 18° C. (Zwei Gewichtsteile Pulver: ein Gewichtsteil Flüssigkeit) Da JÄNICKE (20) mit seiner portionsweisen Anrührtechnik die günstigsten Ergebnisse erzielt hatte, wurde nach seinen Angaben verfahren. Jeweils ein Viertel der Pulvermenge wurde in Abständen von 22 Sek. in die Flüssigkeit gebracht. Die Gesamtdauer des Anspateln überschritt nicht 90 Sek.

Beim Applizieren wurde durch leichtes Stopfen dafür gesorgt, dass der Zement die Dentinfläche ganz bedeckte und keine Luftblasen entstanden.

Die Addent XV Kapsel wurde ebenfalls nach Angaben des Herstellers mit dem mitgelieferten Gerät durch Druck aktiviert, in einem Vibrator (Silamat) mit hoher Geschwindigkeit 15 Sek. gemischt und mit Hilfe des 3 M Kapselhalters (Abb. 5 rechts) appliziert. Auch hier wurde mit einem sauberen Stopfer für gleichmäßige kontrollierte Verteilung gesorgt.



Abb. 5 : Kapsel im 3 M Aktivator, Addent Kapsel,
Kapsel im 3 M Kapselhalter (von links nach rechts)

Nach dem Aushärten des Phosphatzementes (9 Min) und des Addent XV (4 Min.) - nach Angaben des Herstellers - wurde die Küvette vorsichtig auseinandergenommen und die Versuchskörper mit aufzementiertem Kupferring (Abb. 3) in physiologischer Kochsalzlösung bei 37°C 24 Std. bis zum Abreißen gelagert.

Zum Abreißen der Stoffproben wurde eine serienmäßige Zugprüfmaschine 1441 W N 36588 der Firma Zwick, Ulm verwendet, die gegenüber der Vielzahl von selbstkonstruierten Abreißapparaten den Vorteil großer Exaktheit in Kraftanwendung und Messung aufweist. Der gewählte Kraftmessbereich reichte nach Vorversuchen bei Phosphatzement von 0 - 10 kp, bei Addent XV von 0 - 2 kp. Als Vorschubgeschwindigkeit wurden 1,3 mm/min gewählt. Die Proben wurden unmittelbar vor Versuchsbeginn aus der Kochsalzlösung herausgenommen. Der Kunststoffkörper wurde an einem in den oberen Spannkopf der Maschine befestigten Haken aufgehängt, der Kupferring mit Hilfe eines Hakens im unteren Spannkopf der Maschine, einer drahtverstärkten Schnur und zwei am Stahlstift

befestigten Ringen nach unten abgerissen. (s. Abb. 6).
Ein Schleppzeiger gab die Kraft an, bei der der Abriß
erfolgte.

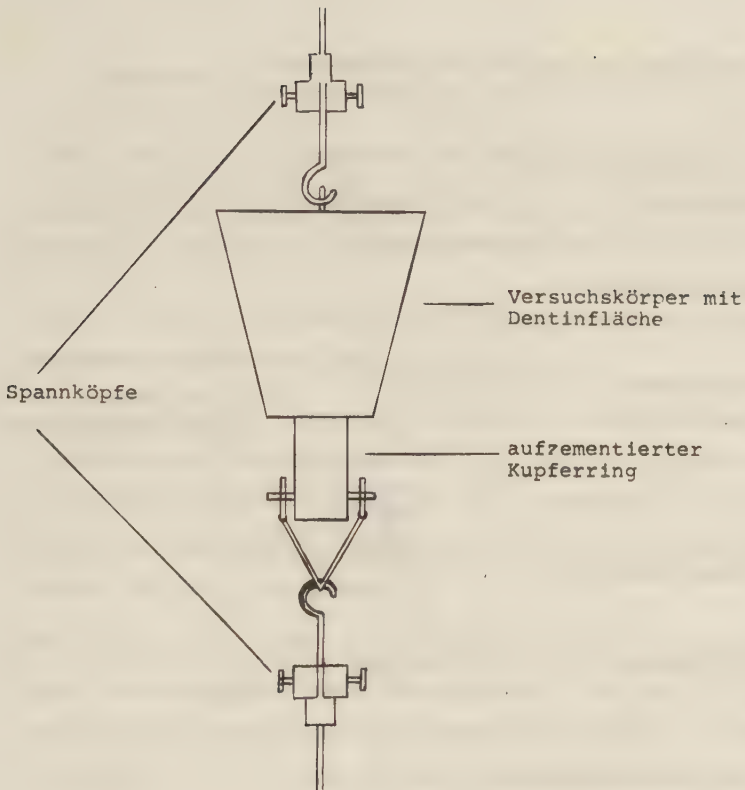


Abb. 6

Der zwischen die Spannköpfe der Zugprüfmaschine gebrachte Versuchskörper vor dem Abriß.

IV. METHODEN DER STATISTISCHEN AUSWERTUNG :

Pro Versuchsgruppe werden der Mittelwert $\bar{X}$ (a), die Standardabweichung s (b), der Standardfehler des Mittelwertes $s_{\bar{X}}$ (c) und der Variationskoeffizient VK (d) nach folgenden Formeln berechnet :

a) Mittelwert : $\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ n = Zahl der Versuche
 x_i = i-ter Meßwert bei
einer Versuchsreihe

b) Standardabweichung : $s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{X} - x_i)^2}{n - 1}}$

c) Standardfehler des Mittelwertes : $s_{\bar{X}} = \frac{s}{\sqrt{n}}$

d) Variationskoeffizient : $VK = \frac{s}{\bar{X}} \cdot 100$

Die statistischen Maßzahlen werden in einer Tabelle zusammengefaßt. Die Haftfestigkeiten werden in Klassen eingeteilt; für beide Materialien wird die Besetzung in Zugfestigkeitsklassen ermittelt und in einem Säulendiagramm dargestellt.

V. ERGEBNISSE :

Es werden 56 Versuche mit Phosphatzement und 60 Versuche mit Addent XV ausgeführt. Die einzelnen Versuchsergebnisse sind in Tab. 1 aufgeführt.

In Tab. 2 sind diese Werte in Häufigkeitsklassen zusammengestellt und in Abb. 9 graphisch dargestellt.

Die statistischen Maßzahlen Mittelwert $\bar{X}$, Standardabweichung s , Standardfehler des Mittelwertes $s_{\bar{X}}$ und Variationskoeffizient VK beider Materialien werden in Tab. 3 aufgeführt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Mittelwerte beider Serien werden in Abb. 7 dargestellt.

Wie aus Abb. 9 und Tab. 2 hervorgeht, besitzt Phosphatzement unter den genannten Versuchsbedingungen (Naßlagerung, plane Dentinfläche) eine bedeutend höhere Zugfestigkeit am Dentin, als Addent XV.

Aus Tab. 3 und Abb. 7 geht hervor, dass die mittlere Zugfestigkeit von Phosphatzement rund das 13-fache von Addent XV beträgt. Dieser Unterschied ist so eindeutig, dass auf einen statistischen Test verzichtet werden kann.

Tab. 1

M A T E R I A L

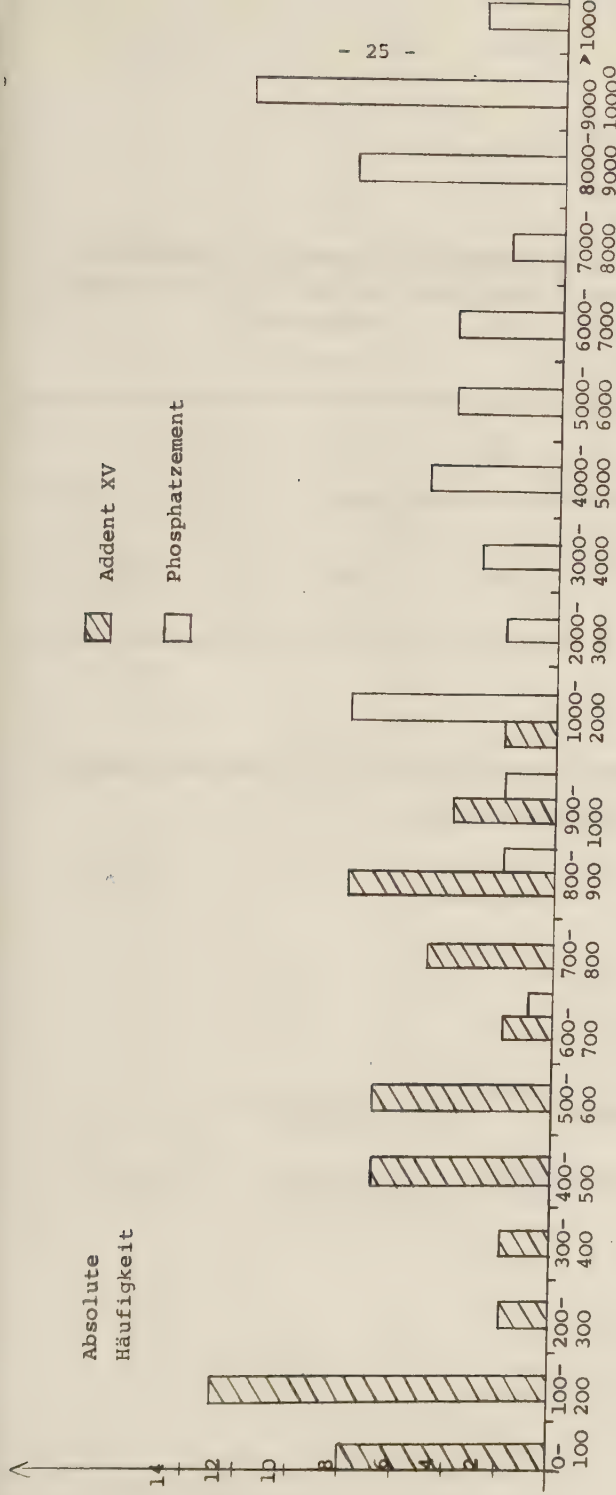
lfd. Nr.	Phosphatzement Zugfestigkeit in g	Addent XV Zugfestigkeit in g
1	6300 p	942 p
2	8300	446
3	5000	834
4	5700	292
5	9700	124
6	3900	118
7	900	542
8	800	912
9	4400	66
10	4000	100
11	8100	932
12	8700	160
13	2300	636
14	8600	542
15	1000	16
16	9300	112
17	6500	122
18	3600	782
19	8800	810
20	3900	460
21	9300	232
22	9700	310
23	7700	336
24	9400	522
25	2500	880
26	9400	1000
27	1700	822
28	1300	540
29	9700	402
30	6900	510
31	9300	66
32	9400	80
33	12600	780
34	8900	746
35	1700	132
36	4600	152
37	6500	664
38	10400	810
39	7300	784
40	1400	830
41	4300	444
42	9500	92
43	8800	780
44	1700	516
45	8600	70
46	9400	482
47	13900	512
48	5600	108
49	5400	100
50	900	468

Tab. 1	MATERIAL	Addent XV
lfd. Nr.	Phosphatzement Zugfestigkeit in g	Zugfestigkeit in g
51	600	20
52	1500	84
53	9700	148
54	800	418
55	1900	160
56	4600	836
57		934
58		840
59		1750
60		112

Tab. 1 : Ergebnisse der Abreißversuche

KLASSEN			MATERIALIEN	
Zugfestigkeit in g			Phosphatzement	Addent XV
von... bis unter ...			Häufigkeit	absolut
0	-	100	-	8
100	-	200	-	13
200	-	300	-	2
300	-	400	-	2
400	-	500	-	7
500	-	600	-	7
600	-	700	1	2
700	-	800	-	5
800	-	900	2	8
900	-	1000	2	4
1000	-	2000	8	2
2000	-	3000	2	-
3000	-	4000	3	-
4000	-	5000	5	-
5000	-	6000	4	-
6000	-	7000	4	-
7000	-	8000	2	-
8000	-	9000	8	-
9000	-	10000	12	-
> 10000			3	-

Tab. 2 : Meßwerte in Zugfestigkeitsklassen zusammengefaßt.



Zugfestigkeit von.... bis unter in g

Abb. 9 : Vergleich der Haftfestigkeit von Addent XV
und Phosphatzement -
Absolute Häufigkeiten pro Zugfestigkeitsklasse

Material	Anzahl	Mittel - wert der Zugfestig- keit in g	Standard- abweichung in g	Standard- fehler des Mittelwer- tes in g	Variations- koeffizient
Addent XV	60	461	355	45	77 ‰
Phosphat- zement	56	6010	3524	471	58 ‰

Tab. 3 : Zugfestigkeit von Addent XV und Phosphatzement :
Statistische Maßzahlen

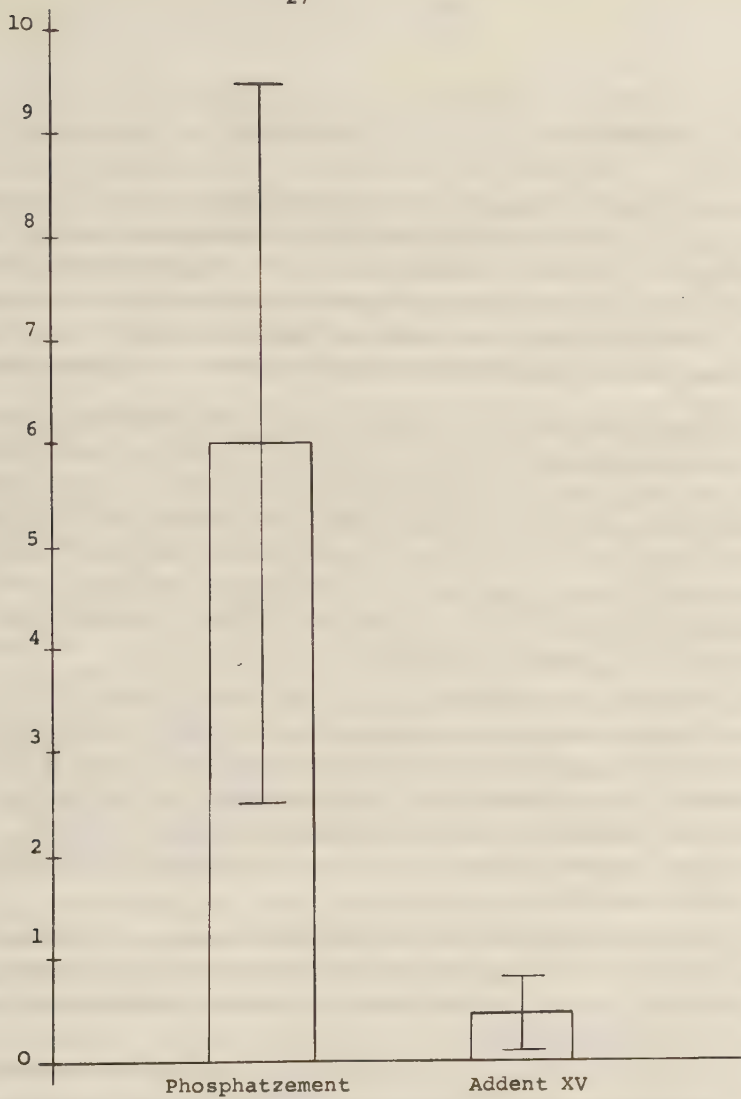


Abb. 7 : Mittelwerte und Standardabweichungen der Mittelwerte

VI. DISKUSSION :

Die Haftintensitätswerte des Phosphatzementes Bayer (schnellhärtend) lagen weit über denen des Autopolymerisates Addent XV. Bei einer Fläche von $0,5 \text{ cm}^2$ (Kupferring Gr. 25) errechnete sich für Phosphatzement ein Haftwert von ca 12 kp/cm^2 , bei Addent XV jedoch nur eine Wert von ca 1 kp/cm^2 . Dieses überraschende Resultat soll nun näher analysiert werden.

Zum Phosphatzement wäre zu sagen, dass andere Autoren ähnliche Ergebnisse angeben. JÄNICKE (20) meint, dass es doch geradezu bei Versuchen in vitro sehr eindrucksvoll sei, wenn eine Haftfläche von 1 cm^2 zwischen Zement und Dentin mit 10 kp und max. sogar mit 25 kp belastet werden müsse, ehe eine Trennung der beiden Körper eintrete. Auch BARTRAM und FISCHER (1) erzielten mit $15,39 \text{ kp/cm}^2$ recht hohe Werte. LOCKOWANDT und STÜBEN (23) geben allerdings nur $8,6 \text{ kp/cm}^2$ an.

Hinsichtlich der Naßlagerung, die von diesen Autoren nicht durchgeführt wurde, jedoch wahrscheinlich der ausschlaggebende Faktor der Ergebnisse dieser Arbeit sein dürfte, möchte ich HEGERL (16) anführen, der für Tenetzement bei Naßlagerung eine deutliche Haftfestigkeitszunahme und Werte von über 10 kp/cm^2 nannte. RIEDEL (33) gab für Harvard Werte zwischen 9 und 16 kp/cm^2 an.

Die Haftintensität der Autopolymerisate wird von LOCKOWANDT und STÜBEN (23), SPRETER von KREUDENSTEIN (40), KETTERL und KIERSE (21) u.a. im Vergleich zu den herkömmlichen Zementen als größer angegeben.

Für Addent 12 und 35, die chemisch nur unwesentlich vom Addent XV verschieden sind, gibt GODT (12) auch recht hohe Werte an. ($24,7$ bzw. $27,8 \text{ kp/cm}^2$). Eine Ausnahme machen hier PETERSON, PHILLIPS und SWARTZ (27), die nur $4,5 \text{ kp/cm}^2$ nennen, also wesentlich niedriger liegen.

Genauso eindeutig weisen die Autoren LOCKOWANDT und STÜBEN (23) und SPRETER von KREUDENSTEIN (40) im Laborversuch, die Autoren POTHMANN (30), SPRETER von KREUDENSTEIN (41), CASTAGNOLA (5) um nur einige zu nennen im klinischen Test auf das starke Nachlassen der Haftung bei Feuchtigkeit hin, das bis zum Herausfallen der Füllungen gehen kann. Dies stellte an unserer Klinik nach einer mündlichen Mitteilung MARX auch für das neue Füllmaterial Palakav fest, das ja angeblich eine chemische Bindung zum Dentinkollagen entwickeln soll.

Was nun die extreme Naßlagerung betrifft, die mit anderen Kunststoffmaterialien durchgeführt wurde, so reichen die Erfahrungen bei HEGERL (16) von einem starken Nachlassen der Werte bis zu SCHWICKERATH (36), der nach Aufbewahrung der Proben in Leitungswasser über längere Zeit eine Haftung gleich Null feststellte.

Auch bei GODT (12) (Addent 12 und 35) sank erwartungsgemäß der Wert auf 8 kp/cm^2 , als er das Dentin nur mit Wasser benetzte. Die 24 stündige Einwirkung der physiologischen Kochsalzlösung, in der die Prüfkörper gelagert wurden, dürfte also für den geringen Wert von Addent XV ausschlaggebend gewesen sein.

Dies meint auch GODT, mit dem der Autor dieser Arbeit sich auf Grund der unterschiedlichen Werte in Verbindung gesetzt hatte. Durch den Spalt zwischen Kupferringrand und Dentinfläche, den man wohl als sicher annehmen kann, hatte die Flüssigkeit genügend Angriffsfläche, um in dem Autopolymerisat eine Expansion und damit eine stärkere Beeinträchtigung der Haftung auf dem planen Dentin zu verursachen, als bei einer einfachen kurzzeitigen Benetzung des Dentins mit Feuchtigkeit, die bei Raumtemperatur abhängig von der Luftfeuchtigkeit schnell verdunsten kann.

Die Expansion des Addent erfolgt unter konstanter Flüssigkeitszufuhr, die ja nur bei Naßlagerung möglich ist, zudem nur langsam, jedoch über einen längeren Zeitraum. (14 Tage, GODT, 12).

Es bliebe am Schluß noch die Frage offen, inwieweit sich die Dentinflächen von GODT (12) in ihrer Rauigkeit von den in dieser Arbeit verwendeten unterscheiden haben. Dies war aus der Literatur leider nicht zu ersehen.

VII. ZUSAMMENFASSUNG :

In der Einleitung werden die Prüfmaterialien Phosphatzement und Addent XV analysiert.

Die Diskussion nach Art der "Haftintensität" als mechanische Verankerung, Adhäsion oder gar chemische Verbindung, wird kurz gestreift und nach verschiedenen Literaturstellen belegt.

Mit einer Übersicht der wichtigsten Autoren wird das Verhalten der Autopolymerisate in Labor- und Klinikversuch hinsichtlich ihrer Haftfähigkeit und zum Teil im direkten Vergleich mit herkömmlichen Zementen geschildert und auf die grundlegenden Probleme eingegangen, die damit zusammenhängen. Herausgehoben werden das Dimensionsverhalten der Polymerisate, die Randspaltbildung und die Feuchtigkeit.

Unter Berücksichtigung der Literatur über Addent und Addent XV wird auf die Weiterentwicklung der Kunststoffe eingegangen, die Wirkung der Naßlagerung auf Autopolymerisate geschildert und letztlich auf neueste Entwicklungen, eine verbesserte Haftung auf nassem Dentin mit Hilfe chemischer Bindung am Dentin zu erreichen, hingewiesen.

Geprüft wurde im direkten Vergleich der Haftintensität am Dentin der Phosphatzement Bayer schnellhärtend stellvertretend für die herkömmlichen Zemente und das neue füllstoffhaltige Mischpolymerisat Addent XV.

Die Naßlagerung der Versuchskörper erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung über 24 h bei 37° C.

Der Phosphatzement zeigte sich unter den genannten Bedingungen überlegen. Phosphatzement erreichte im Mittel eine Zugfestigkeit von 6 kp/ 0,5 cm², Addent XV 0,5 kp/ 0,5 cm².

VIII. LITERATURVERZEICHNIS :

1. BARTRAM, E.
FISCHER, C.H. Untersuchungen über das Haftvermögen der schnellhärtenden Kunststoffe an Dentin und Phosphatzement.
Dtsch. Zahn-Mund-Kieferhk. 17 (1952) S. 177-188
2. BOWEN, R.L. Adhesive bonding of various material to hard tooth tissues.
J. Dent. Res. 44 (1965), 895
Zit. bei Breustedt und Tappe (3)
3. BREUSTEDT, A.
TAPPE, A. Fortschritte und Entwicklungstendenzen in der Stomatologie als Folge verbesserter Materialien.
Teil I : Zahnfarbene Füllungsmaterialien
Dtsch. Stomatologie 20 (1970), H. 1, S 54 - 62
4. BUONOCORE, M.G. New anterior restorative materials.
Int. Dent. J. 18 (1968) S. 406
Zit. bei Breustedt und Tappe (3)
5. CASTAGNOLA, L. Experimentelle Untersuchungen über im Munde selbst polymerisierende Kunstharzfüllungen.
Sche.Monatsschr. f. Zahnhk. B.60, Nr.8 S. 880 - 922 (1950)
6. DOCKING, A.R. New horizons in dental filling materials
Aust. Dent. J. 12 (1967) S. 317
Zit. bei Breustedt und Tappe (3)
7. DRUM, W. Die Prüfungsvorschriften für Phosphatzemente. Erwiderung auf die vorstehende Arbeit von Prof. Weikart
Dtsch. zahnärztl.Ztg. 4 (1949) S. 1555 - 1557
8. FALCK - WEIKART Werkstoffkunde für Zahnärzte
3. Auflage Carl Hansen Verlag München 1959, S 247, S 254
9. FISCHER, C-H.
STRASSBURG, M.
KNOLLE, G.
KUNZE, H.J. Experimentelle Untersuchungen zum Dimensionsverhalten eines neuen Kunststoff-Füllungsmaterials.
DZZ (1970) S 1-2

10. GATZKA, K. Bericht über weitere Untersuchungen mit
Kunststoffklebern in Deutschland
DZB 9 (1955) S 619 - 622

11. GODT, H. Über die Anwendung und Eigenschaften des
Kunststoff-Füllungsmaterials Addent XV
Zahnärztl. Praxis XXII Jg. Nr. 2
1971 S 13-14

12. GODT, H. Über die physikalisch-chemischen Eigen-
schaften der 3 M - Addent - Produkte
DZZ 24 Jg. 1969, H.6.

13. GOING, R.E.
 SAWINSKI, V.J. Mikroleakage of a new restorative
material.
J. Amer. Dent. Ass. 73 (1966) S. 107
Zit. bei Breustedt und Tappe (3)

14. GRÖTSCH, G. Glasfaserverstärkte Kunststoffe.
Quintessenz 7, Ref. 2679 (1965)
Zit. bei Pothmann (30)

15. HATTEMER, A.
 KÜBEL, K. Zur Frage der Prüfungsvorschriften für
zahnärztliche Werkstoffe.
Dtsch. zahnärztl. Ztg. 5 (1950)
S 1031 - 1033

16. HEGERL, W. Untersuchungen über den Einfluß von
Feuchtigkeit über die Haftfestigkeit
verschiedener Befestigungsmittel.
Med. Diss. 1966 Mainz

17. HESS, W. Über den Randschluß und die Wanddichte
der richtig hergestellten und verarbei-
teten Füllungsmaterialien und den Ein-
fluß auf die paradentalen Erkrankungen.
In: Zahn-Mund-Kieferhk. in Vorträgen.
"Der kariöse Defekt im vitalen Zahn
und seine Behandlung."
München 1953

18. HOPPE, E.W. Die Bedeutung der Oberflächenbearbeitung
des Goldes für die Haftintensität des
Phosphatzementes.
Med. Diss. München 1961

19. IDOLSKI, M. Ist die Haftintensität des Zinkoxyd-
phosphatzementes auf die Bildung eines
chemischen Zwischenkörpers zurückzuführen
Med. Diss. Greifswald 1921

20. JÄNICKE, K. Die Bedeutung der Verarbeitungsweise für die Haftintensität des Phosphatzementes. Med. Diss. München 1955
21. KETTERL, W. Mechanische Untersuchungen über Palavit Dtsch. zahnärztl. Zeitschr. 17. Jg.H.19, KIERSE, H. S. 745 - 755 (1952)
22. KNAPPWOST, A. Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle. Dtsch. zahnärztl. Ztg. 5 (1950) S. 1022 - 1030
23. LOCKOWANDT, P. Experimentelle Untersuchungen über die STÜBEN, J. Haftintensität des schnellhärtenden Kunststoffes. Zahnärztl. Welt 7 (1952) S. 298 - 302
24. MAEGLIN, B. Kann die Kunststofffüllung dem Zahnarzt heute schon empfohlen werden? DZZ Jg. 10, H. 23, S. 1611 - 1614 (1955)
25. NELSON, R.J. Fluid exchange at the margins of dental WOLCOTT, R.B. J. Amer. dent. Ass. 44, S 288, (1952) PAFFENBARGER, G.C.
26. PATRICK, R.L. Improved dental restorative systems. KAPLAN, C.M. J. Dent. Res. 47 (1968) S. 12 BEAVER, E.R. Zit. bei Breustedt und Tappe (3)
27. PETERSON, E.A. A comparison of the physical proper- PHILLIPS, R.W. ties of four restorative resins. SWARTZ, M.L. J. Amer. Dent. Ass. 73 (1966), S 13 24 Zit. bei Breustedt und Tappe (3)
28. PFAFFENBERGER, C. Dental - Zemente. CAUL, H.J. Photokopie einer Übersetzung vom Jahre 1948 Zit. bei Hoppe (18)
29. POTHMANN, C. Über das Kunststoffmaterial Mer - Don ZWR S. 29 - 30
30. POTHMANN, C. 3 M - Addent, ein neues Füllungsmaterial ZW / ZR, H. 5, Jg. 68, 1967, S 164-168
31. RAWITZER, W. Allgemeine Methode zur Materialprüfung bei der Untersuchung von Zahnzementen Dtsch.zahnärztl.Wschr. 35, (1932) S. 1131 - 1150

32. RIEDEL, H.
VAHL, J.
HAHNE, D. Untersuchungen über die Mikromorphologie von 3 M-Addent 35 mit Hilfe des Oberflächen-Raster - Elektronenmikroskopes. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 23, (1968) S. 199
33. RIEDEL, W. Vergleichende Versuche mit Durelon und Phosphatzement als Bindemittel zwischen Metall und Dentin
Med. Diss. Mainz 1970
34. SANJO, D.
KNOLLE, G. Untersuchungen über Anwendungsmöglichkeiten eines neuen Kunststofffüllungsmaterials in der Zahnerhaltung.
DZB, (1970), S. 69
35. SCHOENBECK, Kurzer Leitfaden der zahnärztlichen Materialkunde.
Meusser - Verlag, Berlin 1931
Zit. bei Lockowandt und Stüben (23) S. 300
36. SCHWICKERATH, H. "Über die Haftung von Plasten"
ZW 62, (1961), S. 207 - 209
37. SCHWINDLING, R.
REICHERT, P. Über die Verwendungsfähigkeit von Kunststoffklebern in der zahnärztlichen Prothetik
DZZ 19, (1964).
S. 333 - 339
38. SKINNER, E.W. The Science of Dental Materials.
W.B. Saunders Company, Philadelphia and London 1957
Zit. bei Falck-Weikart (8)
39. SPANNER Zschr. f. Stomat., H 4 und 5 (1944)
Zit. bei Lockowandt und Stüben (23) S. 288
40. SPRETER von
KREUDENSTEIN, Th. Kariestherapie mit schnellhärtendem Kunststoff
Karl Hauser Verlag München 1952
S. 49, 66
41. SPRETER von
KREUDENSTEIN, Th. Kann der schnellhärtende Kunststoff dem Zahnarzt heute schon empfohlen werden.
DZZ Jg. 10, H. 23, S. 1615-1621 (1955)

42. WEIKART, P. Werkstoffkunde für Zahnärzte
4. Aufl. München 1966
43. WEIKART, P. Adhäsion oder Haftintensität von
Zahnzementen
Dtsch. zahnärztl. Ztg. 5 (1950)
S. 1033 - 1034
44. WERTHER, F.H. Über das Haftvermögen der Methakrylsäure-
methylesterkunststoffe an Metallen
und die Bedeutung für die zahnärztliche
Prothetik
Med. Diss. Greifswald 1958
45. WEINER, D. Experimentelle Untersuchungen über die
Haftfestigkeit und Farbbeständigkeit
von Befestigungszementen auf Kunststoff-
basis.
Med. Diss, Mainz 1965

Lebenslauf

Am 30.7.1944 wurde ich in Neißa als Sohn des HNO- Facharztes Dr. Gerhard Kuchendorf und seiner Ehefrau Irmgard, geborene Hergesell, geboren.

In Stuttgart, wo sich meine Eltern nach dem Kriege ansiedelten, besuchte ich von 1950 bis 1955 die dortige Volksschule. Von 1955 bis 1965 besuchte ich das Karls- Gymnasium in Stuttgart.

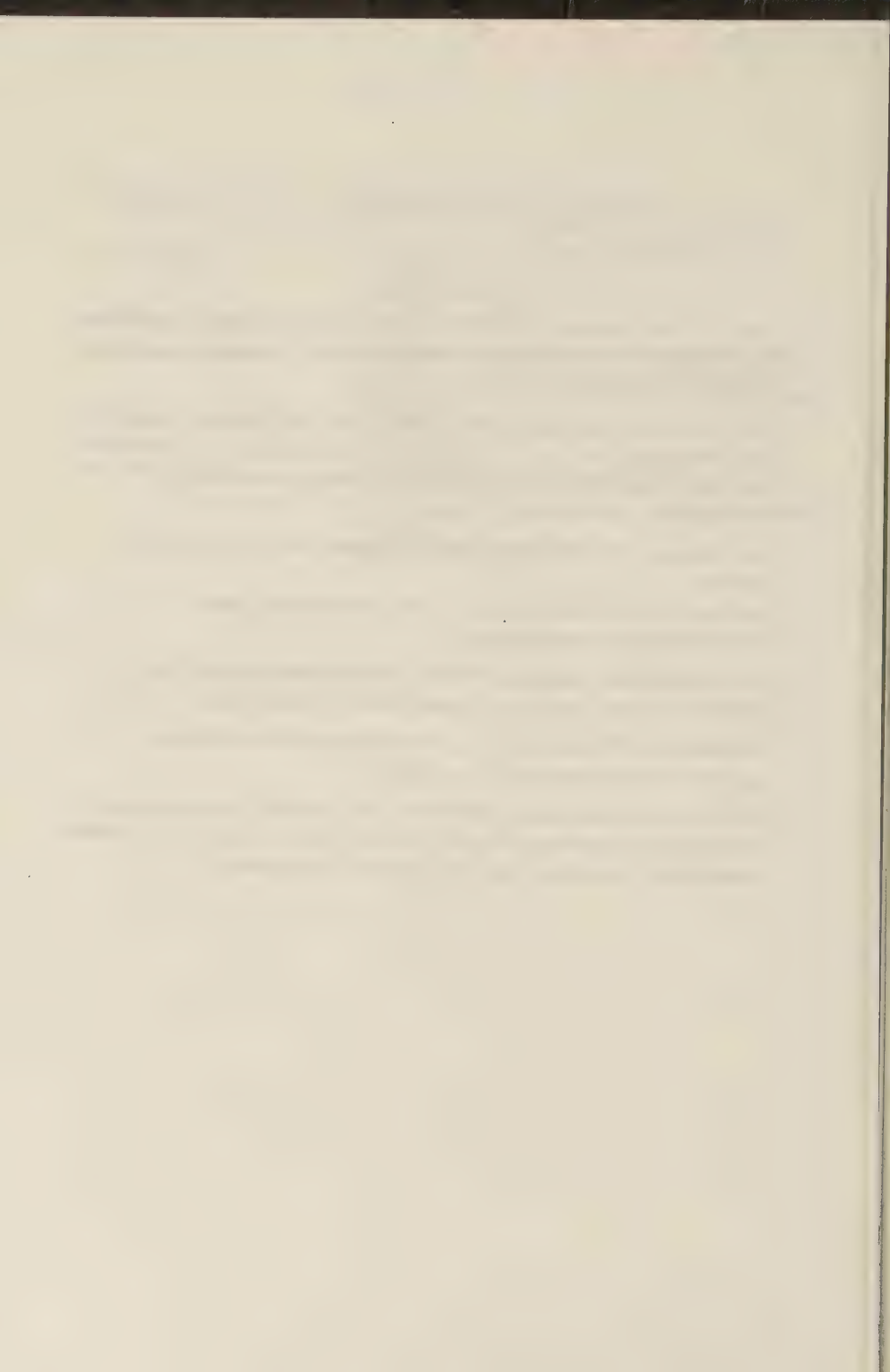
Im Frühjahr 1965 bestand ich an dieser Schule die Reifeprüfung.

Im Sommer 1965 begann ich an der Universität Mainz das Studium der Zahnmedizin.

Im Oktober 1966 bestand ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung und 1968 die Zahnärztliche Vorprüfung.

Im Februar 1971 bestand ich die Zahnärztliche Prüfung vor dem Prüfungsausschuß in Mainz.

Vom 1.8.1971 bis heute arbeitete ich in der Prothetischen Abteilung der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Mainz als Stipendiaten Assistent.



Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor
Dr. Dr. W. Ketterl für die Überlassung des
Themas und seine Anregungen zur Durchführung
und Fertigstellung der Arbeit.

Weiterhin danke ich Herrn Professor
Dr. med. vet. Berger vom Institut für
Medizinische Statistik und Dokumentation
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz,
der mich in statistischen Fragen beriet.

